

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2000年11月20日

出 願 番 号

Application Number:

特願2000-352119

出 願 人

Applicant(s):

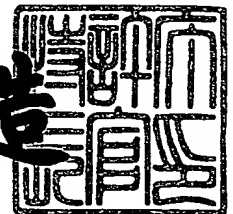
富士写真フイルム株式会社

J1040 U.S. PTO
09/988658
11/20/01

2001年 9月28日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

及 川 耕 造



CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

出証番号 出証特2001-3089436

【書類名】 特許願

【整理番号】 P25710J

【あて先】 特許庁長官 及川 耕造 殿

【国際特許分類】 A61B 6/00
G03B 42/02
G06T 5/00

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士写真フイルム株式会社内

【氏名】 大沢 哲

【特許出願人】

【識別番号】 000005201

【氏名又は名称】 富士写真フイルム株式会社

【代理人】

【識別番号】 100073184

【弁理士】

【氏名又は名称】 柳田 征史

【選任した代理人】

【識別番号】 100090468

【弁理士】

【氏名又は名称】 佐久間 剛

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 008969

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9814441

【プルーフの要否】 要

THIS PAGE BLANK (USPTO)

【書類名】 明細書

【発明の名称】 異常陰影検出方法および装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 同一被写体についての撮影時期が異なる 2 つの画像間で、該 2 つの画像間の差異を求める画像間演算を行って前記差異を表す差異画像を得

前記 2 つの画像間の実質的な差異が、前記 2 つ画像中の構造物の対応位置の不揃いに基づいて生じたアーティファクトよりも相対的に強調される画像処理を、前記差異画像に対して施して処理済み差異画像を得、

該処理済み差異画像から前記実質的な差異を異常陰影候補として検出することを特徴とする異常陰影検出方法。

【請求項 2】 前記画像処理が、前記アーティファクトを前記 2 つの画像間の実質的な差異よりも抑制する画像処理であることを特徴とする請求項 1 記載の異常陰影検出方法。

【請求項 3】 前記アーティファクトを前記 2 つの画像間の実質的な差異よりも抑制する画像処理が、前記アーティファクトよりも大きく、かつ前記実質的な差異よりも小さい形状の構造要素を用いたモフォロジー演算処理に基づく処理であることを特徴とする請求項 2 記載の異常陰影検出方法。

【請求項 4】 前記画像処理が、前記 2 つの画像間の実質的な差異を前記アーティファクトよりも強調する画像処理であることを特徴とする請求項 1 記載の異常陰影検出方法。

【請求項 5】 前記画像間演算が、前記 2 つの画像中の構造物の位置を対応させたサブトラクション演算であることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項記載の異常陰影検出方法。

【請求項 6】 前記 2 以上の画像が、経時的変化の比較対象となる、同一被写体について時系列的に互いに異なる時期に取得された放射線画像であることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 項記載の異常陰影検出方法。

【請求項 7】 前記処理済み差異画像における実質的な差異のうち、略円形状の差異を前記異常陰影候補として検出することを特徴とする請求項 1 から 6

のいずれか 1 項記載の異常陰影検出方法。

【請求項 8】 同一被写体についての撮影時期が異なる 2 つの画像間で、該 2 つの画像間の差異を求める画像間演算を行って前記差異を表す差異画像を得る画像間演算手段と、

前記 2 つの画像間の実質的な差異が、前記 2 つ画像中の構造物の対応位置の不揃いに基づいて生じたアーティファクトよりも相対的に強調される画像処理を、前記差異画像に対して施して処理済み差異画像を得る画像処理手段と、

該処理済み差異画像から前記実質的な差異を異常陰影候補として検出する検出手段とを備えたことを特徴とする異常陰影検出装置。

【請求項 9】 前記画像処理手段が、前記アーティファクトを前記 2 つの画像間の実質的な差異よりも抑制する画像処理を施す手段であることを特徴とする請求項 8 記載の異常陰影検出装置。

【請求項 10】 前記画像処理手段が、前記アーティファクトを前記 2 つの画像間の実質的な差異よりも抑制する画像処理として、前記アーティファクトよりも大きく、かつ前記実質的な差異よりも小さい形状の構造要素を用いたモフォロジー演算処理に基づく処理を適用する手段であることを特徴とする請求項 9 記載の異常陰影検出装置。

【請求項 11】 前記画像処理手段が、前記 2 つの画像間の実質的な差異を前記アーティファクトよりも強調する画像処理を施す手段であることを特徴とする請求項 8 記載の異常陰影検出装置。

【請求項 12】 前記画像間演算が、前記 2 つの画像中の構造物の位置を対応させたサブトラクション演算であることを特徴とする請求項 8 から 11 のいずれか 1 項記載の異常陰影検出装置。

【請求項 13】 前記 2 以上の画像が、経時的変化の比較対象となる、同一被写体について時系列的に互いに異なる時期に取得された放射線画像であることを特徴とする請求項 8 から 12 のいずれか 1 項記載の異常陰影検出装置。

【請求項 14】 前記検出手段は、前記処理済み差異画像における実質的な差異のうち、略円形状の差異を前記異常陰影候補として検出する手段であることを特徴とする請求項 8 から 13 のいずれか 1 項記載の異常陰影検出装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は異常陰影検出方法および装置に関し、とくに比較対象となる2つの放射線画像間の差異を表す差異画像から異常陰影候補を検出する方法および装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

従来より、同一被写体についての撮影時期が異なる2以上の画像を比較読影して、両画像間の差異を調べ、その差異に基づいて被写体の検査等を行うことが、種々の分野において行われている。

【0003】

例えば工業製品の製造分野においては、ある製品について新品の状態のときに撮影された画像と、当該製品の耐久試験後に撮影された画像とを比較読影して、両者の差異の大きな部位に注目することにより、製品の耐久性を向上させるべき部位を検討することが行われており、また医療分野においては、ある患者の疾患部位について時系列的に撮影された複数枚の放射線画像を医師が比較読影することにより、当該疾患の進行状況や治癒状況を把握して治療方針を検討することが行われている。

【0004】

このように2以上の画像を比較読影することが日常的に各種の分野で行われているが、その比較読影のために、これら2以上の画像を画像表示装置等に出力させる場合がある。すなわち画像を濃度信号や輝度信号に変換したうえで、画像表示装置等に表示し、またはプリンターによりフィルム等の媒体に出力するのである。

【0005】

ところで比較読影の対象となる2以上の画像を表示等する場合、それらの画像を単に並べるのが一般的であるが、比較読影を行う場合に読影者にとって最も関心があるのはこれらの画像間の差異である。しかし、上述したように例えば2つ

の画像を単に並べてこの差異を発見するのは、その差異が小さい程困難であり、比較読影の性能向上が求められている。

【 0 0 0 6 】

そこで、比較読影の対象とされる 2 以上の画像間で画素を対応させた減算処理をはじめとした画像間演算を行って、上記差異を強調することが行われている。このように画像間の差異のみが強調されることにより、読影者に対して画像間の差異を確実に視認させることができるため、とくに医用画像において進行または治癒する病変部の見落としを防止することができると考えられる。例えば、上記画像間演算により求められた、撮影時期が異なる 2 つの時系列的な胸部放射線画像間の差異を表す差異画像（いわゆる経時サブトラクション画像）上においては、治癒率が略 1 0 0 % である小型の初期の肺癌をも表示することが可能であり、診断に非常に有効であることが確認されている。

【 0 0 0 7 】

また、上記差異画像を時系列的な画像に加算することにより、病変部の変化をより観察しやすくするための方法も提案されている（特開平 8 - 7 7 3 2 9 号）。

【 0 0 0 8 】

ところで、上記差異画像における病変部の選択は、差異画像を観察読影者が観て、必要に応じて手動で行うものであるが、選択される画像部分は観察者の経験や画像読影能力の高低によって左右され客観的なものとならないおそれがある。例えば肺癌の検査を目的として撮影された放射線画像においては、その放射線画像から癌化部分の特徴の 1 つである淡くて小型の異常陰影候補を抽出することが必要であるが、必ずしも的確にその陰影を選択できるとは限らない。このため、観察者の技量に依存せずに、異常陰影候補を的確に検出することが求められている。

【 0 0 0 9 】

この要望に応えるため、計算機処理を用いて異常陰影候補を自動的に検出するようにした計算機支援画像診断（CADM ; Computer Aided Diagnosis of Medical images）の研究が最近進んでいる。

【 0 0 1 0 】

すなわちCADM技術は、上述した異常陰影候補を、その濃度分布の特徴や形態的特徴に基づいた検出処理を計算機を用いて行うことにより、自動的に検出するものであり、CADM技術を胸部放射線画像に適用して、肺癌のような病変部の蓋然性の高い異常陰影候補を抽出する方法が種々提案されている（例えば特開平9-185714号）。

【 0 0 1 1 】

ここで、上記特開平9-185714号等に記載された方法は、CADM技術をオリジナルの画像およびエネルギーサブトラクション画像（すなわち信号強調画像と信号抑圧画像の差分画像）に適用して異常陰影候補を検出するものである。しかしながら、オリジナル画像やエネルギーサブトラクション画像から初期の肺癌を選択することは経験を積んだ読影医でさえ見落とし可能性があるものであり、CADM技術を適用しても、オリジナル画像やエネルギーサブトラクション画像からそのような初期の肺癌のような見落としやすい異常陰影候補を抽出することはほとんど不可能であった。

【 0 0 1 2 】

このため、上記差異画像に対してCADM技術を適用することが考えられる。ここで、上記差異画像を作成する際には2つの画像の位置合わせを行う必要があるが、位置合わせを行っても構造物の輪郭において僅かな不揃い（位置ずれ）が生じ、差異画像には、その輪郭によるアーチファクトが現れる。とくに被写体が生体である放射線画像においては、放射線の照射方向と体軸との角度や、被写体の向きに対する放射線の入射角度等は、その各放射線画像の撮影時にごとに僅かに変動せざるを得ず、この変動による3次元的な不揃いを2次元に表現された画像中において補正（位置合わせ）することは非常に困難であり、差異画像中においてアーティファクトが残存するのはやむを得ない。

【 0 0 1 3 】

本来、差異画像は、アーティファクトが現れなければ、病変部の変動等を示す実質的な差異部分のみが現れるため、その現れた画像部分を検出することにより病変部の位置や大きさ等を判断するのに有効である。しかしながら、画像中にア

ーティファクトが現れると、上述した画像間の実質的な差異がこのアーティファクトにより目立たなくなり、上記CADM技術を適用してもその差異を検出できなくなるおそれが生じる。

【 0 0 1 4 】

本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、差異画像中にアーティファクトが存在する場合でも、異常陰影候補を適切に検出できる異常陰影検出方法および装置を提供することを目的とするものである。

【 0 0 1 5 】

【課題を解決するための手段】

本発明の異常陰影検出方法および異常陰影検出装置は、差異画像に対して、2つの画像間の実質的な差異がアーティファクトよりも相対的に強調される画像処理を施すことによって、観察読影に悪影響を及ぼすおそれのあるアーティファクトを、関心画像部分である画像間の実質的な差異よりも相対的に低減させるようにしたものである。

【 0 0 1 6 】

すなわち本発明の異常陰影検出方法は、同一被写体についての撮影時期が異なる2つの画像間で、該2つの画像間の差異を求める画像間演算を行って前記差異を表す差異画像を得、

前記2つの画像間の実質的な差異が、前記2つ画像中の構造物の対応位置の不揃いに基づいて生じたアーティファクトよりも相対的に強調される画像処理を、前記差異画像に対して施して処理済み差異画像を得、

該処理済み差異画像から前記実質的な差異を異常陰影候補として検出することを特徴とするものである。

【 0 0 1 7 】

ここで、上記2以上の画像として、経時的変化の比較対象となる、同一被写体について時系列的に互いに異なる時期に取得された放射線画像を適用することができ、とくに生体を被写体とすることは、本発明にとってより効果的である。生体はその内部の構造物がそれぞれ3次元的に動くため、2つの画像間で構造物の位置の対応関係が崩れやすく、位置ずれ（不揃い）が生じやすいからである。

【0018】

上記画像間演算としては、2つの画像中の構造物の位置を対応させたサブトラクション（減算）演算を適用するのが好ましい。2つの画像間の差異を、画像信号の差として表すことにより、差異を明瞭化するのが簡易だからである。ただし、サブトラクション演算に限るものではなく、2つの画像中の構造物の位置を対応させた除算演算等を適用することを排除するものではない。サブトラクション演算としては、単純な減算であってもよいし、重み付けを行ったうえでの減算であってもよい。減算処理によって得られた画像間演算画像は一般にサブトラクション画像と称され、このサブトラクション画像としては、時系列的に略同時に撮影して得られたエネルギー分布の互いに異なる2つの原画像（＝オリジナルの画像；高圧画像（通常の放射線画像）、低圧画像（高圧抑制画像））に基づいて（単純減算または荷重減算）得られるエネルギーサブトラクション画像、時系列的に異なる時期に撮影して得られた2つの原画像に基づいて得られる経時サブトラクション画像、造影剤の注入前後にそれぞれ撮影して得られる血管の2つの原画像に基づいて得られるDSA（デジタルサブトラクション・アンギオグラフィ）画像等が含まれる。

【0019】

2つの画像間の実質的な差異がアーティファクトよりも相対的に強調される画像処理とは、実質的な差異をアーティファクトよりも強調する処理であってもよいし、その反対に、アーティファクトを実質的な差異よりも抑制する処理であってもよい。

【0020】

アーティファクトを実質的な差異よりも抑制する画像処理としては、アーティファクトよりも大きく、かつ実質的な差異よりも小さい形状の構造要素を用いたモフォロジー（Morphology）演算処理に基づく処理を適用するのが好ましい。実質的な差異を残しつつアーティファクトを効果的に抑制することができるからである。なお、モフォロジー演算処理とは、モルフォロジーまたはモーフォロジーとも称し、一般的にはN次元空間における集合論として展開されるが、2次元空間である画像へ適用される場合が多い（特開平8-272961号、同9-24

8291号、同9-91421号等)。ここでは、このモフォロジー演算処理を、濃淡画像を例にして以下に簡単に説明する。

【0021】

濃淡画像を座標 (x, y) の点が濃度値 $f(x, y)$ に相当する高さを持つ空間と見なし、この断面に相当する1次元の関数 $f(x)$ を考える。モフォロジー演算処理に用いる構造要素 g は次式(1)に示すように、原点について対称な対称関数

【数1】

$$g^s(X) = g(-X) \quad (1)$$

であり、定義域内で値が0で、その定義域 G が下記式(2)であるとする。

【0022】

【数2】

$$G = \{-m, -m+1, \dots, -1, 0, 1, \dots, m-1, m\} \quad (2)$$

このとき、モフォロジー演算の基本形は式(3)～(6)に示すように、非常に簡単な演算となる。

【0023】

【数3】

$$\text{dilation}; [f \oplus g^\theta](i) = \max\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (3)$$

$$\text{erosion}; [f \ominus g^\theta](i) = \min\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (4)$$

$$\text{opening}; f_g = (f \ominus g^\theta) \oplus g \quad (5)$$

$$\text{closing}; f^g = (f \oplus g^\theta) \ominus g \quad (6)$$

すなわち、ダイレーション(dilation)処理は、注目画素を中心とした、 $\pm m$ (構造要素に応じて決定される値であって、図19中のマスクサイズに相当)の幅の範囲内の最大値を探索する処理であり(図19(a)参照)、一方、イロージョン(erosion)処理は、注目画素を中心とした、 $\pm m$ の幅の範囲内の最小値

を探索する処理である（図19（b）参照）。また、オープニング（opening）処理はイロージョン処理後にダイレーション処理を行う処理、すなわち最小値の探索の後に最大値を探索する処理であり、クロージング（closing）処理は、ダイレーション処理後にイロージョン処理を行う処理、すなわち最大値の探索の後に最小値を探索する処理に相当する。

【0024】

つまりオープニング処理は、低濃度側から濃度曲線 $f(x)$ を滑らかにし、マスクサイズ $2m$ より空間的に狭い範囲で変動する凸状の濃度変動部分（周囲部分よりも濃度が高い部分）を抑制することに相当する（図19（c）参照）。

【0025】

一方、クロージング処理は、高濃度側から濃度曲線 $f(x)$ を滑らかにし、マスクサイズ $2m$ より空間的に狭い範囲で変動する凹状の濃度変動部分（周囲部分よりも濃度が低い部分）を抑制することに相当する（図19（d）参照）。

【0026】

ここで、濃度の高いもの程大きな値となる高濃度高信号レベルの信号の場合においては、濃度値 $f(x)$ の画像信号値が高輝度高信号レベルの場合に対して大小関係が逆転するため、高濃度高信号レベルの信号に対するダイレーション処理と高輝度高信号レベルに対するイロージョン処理（図19（b））とは一致し、高濃度高信号レベルの信号に対するイロージョン処理と高輝度高信号レベルに対するダイレーション処理（図19（a））とは一致し、高濃度高信号レベルの信号に対するオープニング処理と高輝度高信号レベルに対するクロージング処理（図19（d））とは一致し、高濃度高信号レベルの信号に対するクロージング処理と高輝度高信号レベルに対するオープニング処理（図19（c））とは一致する。

【0027】

そして、このように原画像を表す画像信号に対して、モフォロジー演算処理によるオープニング処理若しくはクロージング処理を施すことにより、画像から粒状（画像信号としてのノイズを意味する）を抑制（または除去）することができる（小畑「モルフォロジー」（コロナ社刊）等）。なお説明の簡単のため1次元

の濃度分布に対して1次元のマスク（構造要素）を適用した例で説明したが、2次元に広がる画像に適用するに際しては、1次元の構造要素を2次元面内で複数設定し、各構造要素をそれぞれ適用して複数回の処理を行ってもよいし、2次元の構造要素を設定し、この2次元の構造要素を適用して1回の処理で済ませるようにしてもよい。

【0028】

なお、本発明による異常陰影検出方法においては、処理済み差異画像における実質的な差異のうち、略円形状の差異を異常陰影候補として検出することが好ましい。

【0029】

本発明の異常陰影検出装置は、本発明の異常陰影検出方法を実施するための装置であって、同一被写体についての撮影時期が異なる2つの画像間で、該2つの画像間の差異を求める画像間演算を行って前記差異を表す差異画像を得る画像間演算手段と、

前記2つの画像間の実質的な差異が、前記2つ画像中の構造物の対応位置の不揃いに基づいて生じたアーティファクトよりも相対的に強調される画像処理を、前記差異画像に対して施して処理済み差異画像を得る画像処理手段と、

該処理済み差異画像から前記実質的な差異を異常陰影候補として検出する検出手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0030】

上記2以上の画像としては、経時的変化の比較対象となる、同一被写体について時系列的に互いに異なる時期に取得された放射線画像を適用した場合は、より本発明を効果的に実施することができ好ましい。

【0031】

画像間演算としては、2つの画像中の構造物の位置を対応させたサブトラクション演算を適用するのが好ましい。

【0032】

画像処理手段としては、アーティファクトを2つの画像間の実質的な差異よりも抑制する画像処理を施すものであってもよいし、反対に、2つの画像間の実質

的な差異を前記アーティファクトよりも強調する画像処理を施すものであってもよい。画像処理手段が、アーティファクトを2つの画像間の実質的な差異よりも抑制する画像処理を施すものである場合には、アーティファクトを2つの画像間の実質的な差異よりも抑制する画像処理として、アーティファクトよりも大きく、かつ実質的な差異よりも小さい形状の構造要素を用いたモフォロジー演算処理に基づく処理を適用するものであることが好ましい。

【0033】

なお、検出手段としては、処理済み差異画像における実質的な差異のうち、略円形状の差異を異常陰影候補として検出する手段とすることが好ましい。

【0034】

【発明の効果】

本発明の異常陰影検出方法および異常陰影検出装置によれば、画像間演算画像に対して、2つの画像間の実質的な差異がアーティファクトよりも相対的に強調される画像処理を施すことによって、異常陰影候補の検出に悪影響を及ぼすおそれのあるアーティファクトを、異常陰影候補と見なせる画像間の実質的な差異よりも相対的に低減させることができる。したがって、アーティファクトに影響されることなく精度よく異常陰影候補を検出することができる。

【0035】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の異常陰影検出方法および異常陰影検出装置の実施の形態について図面を用いて説明する。

【0036】

図1は本発明の異常陰影検出方法および異常陰影検出装置の一実施形態である異常陰影検出装置10を含む医療用画像ネットワーク100を示す図である。

【0037】

図示のネットワーク100には、例えばCT装置（コンピュータ断層像撮影装置）、MRI装置（磁気共鳴像撮影装置）、CR装置（コンピュータラジオグラフィ）50等の医療用画像生成装置と、これらの医療用画像生成装置により生成された各種の診断用医療画像を蓄積記憶するデータベース70と、データベース

70に一旦記憶された画像や画像生成装置から直接送られた画像を表示する画像表示装置20と、入力された2以上の画像情報に基づいて画像間演算の一例である経時サブトラクション処理を行って経時サブトラクション画像（画像間演算画像の一例、以下サブトラクション画像 P_{su} とする））を取得する画像間演算手段11、画像間演算手段11により作成されたサブトラクション画像 P_{su} に対して以下に示す画像処理を施す画像処理手段12および画像処理が施された経時サブトラクション画像（以下処理済みサブトラクション画像 P_{su}' とする）から異常陰影候補を検出する検出手段13を備えた異常陰影検出装置10とが接続されている。なおネットワーク100には、このネットワーク100上を流通する画像をフィルム等に出力するプリンターや図示しない各種の画像出力デバイス等も接続されている。

【0038】

CR装置50は、被写体を透過した放射線を、輝尽性蛍光体層を有するシート状の蓄積性蛍光体シートに照射することにより、蓄積性蛍光体シートに被写体の透過放射線像を蓄積記録し、その後、当該蓄積性蛍光体シートにレーザ光を照射して、シートに蓄積記録されている放射線エネルギーに応じた光量で発光する輝尽発光光を光電的に読み取ることにより、被写体の透過放射線像をデジタル画像として取得する装置であり、病院等の医療機関において広く使用されているものである。

【0039】

CR装置50とネットワーク100の間に介在しているQA-WS（画像品質チェック用ワークステーション）60は、上述したCR装置50等の画像生成装置により生成された診断用画像をチェックし、必要の場合は画像生成装置（CR装置50等）に対して画像の再取得を要求する等の機能を備えたワークステーションである。本実施形態におけるこのQA-WS60は、CR装置50によって生成されたデジタル画像Pを、データベース70に蓄積記憶する前に表示して、画像濃度、コントラスト等の画質チェック、撮影範囲等のチェックを行うものとして設けられている。

【0040】

画像表示装置20は、ネットワーク100を介して入力された画像を単に可視像として表示するだけでなく、同一患者の同一患部について時系列的に撮影された2つ以上の画像Pについてのサブトラクション処理の要求等を入力する端末機としての機能も備えたものである。

【0041】

画像間演算手段11は、上述したように、ネットワーク100を介してデータベースサーバ70から入力された、時系列的に異なる時期にそれぞれ取得された同一患者についての2つの胸部放射線画像P1、P2に基づいて、これら2つの画像P1、P2の差異を表すサブトラクション画像P_{su}を作成するが、このサブトラクション画像P_{su}の作成は、各画像P1、P2中に現れた構造物（肋骨、胸郭、肺・心臓等の臓器等）の位置を2つの画像P1、P2間で、まず大局的に位置合わせし、その後に分割して得られた多数の局所領域のそれぞれの位置が対応するように局所領域の位置合わせを行い、この2段階の位置合わせによって得られた2つの画像間で、画素を対応させて減算処理することにより行われる。なお各位置合わせの詳細については後述する。

【0042】

画像処理手段12が、画像間演算手段11により作成されたサブトラクション画像P_{su}に対して施す画像処理の内容は、位置合わせ後の2つの画像P1、P2の差異としてこのサブトラクション画像P_{su}中に現れた、上記構造物の対応位置のずれによって生じたアーティファクトLを、両画像P1、P2の実質的な差異、すなわち位置ずれに起因して生じたものではなく一方の画像にのみ存在する腫瘤陰影や病変部あるいは両方の画像に存在する病変部等であって経時的に治癒しつつあり若しくは進行しつつあることによってその濃度や輪郭形状等が両画像P1、P2間で異なることとなっている画像部分（以下、単に病変部という）Kよりも、相対的に抑制する処理である。

【0043】

具体的には、アーティファクトLは構造物の輪郭形状に沿った細長形状に現れる特性を有している場合が多いのに対して、実質的な差異である病変部Kはその発現後の進行状況に応じて大小の変動はあるものの、アーティファクトLの細長

形状よりも幅広の略円形または略矩形等ある広がりをも有する領域としての形状として認識することができる。したがって病変部Kよりも小さく、かつ細長形状のアーティファクトLの幅（長手方向にほぼ直交する方向の長さ）よりも大きい構造要素（例えばそのような大きさの直径を有する円形構造要素や、そのような大きさの一辺を有する矩形構造要素等）を用いたモフォロジー演算処理を当該画像処理としてサブトラクション画像 P_{su} に適用することによって、構造要素よりもサイズの大きい病変部Kを残存させつつ、構造要素よりもいずれかの方向の長さが小さいアーティファクトLを消去することができる。

【 0 0 4 4 】

なお、濃淡画像であるサブトラクション画像 P_{su} にモフォロジー演算処理を適用する場合には、サブトラクション画像 P_{su} を、サブトラクション画像 P_{su} の基準濃度（画像 P_1 、 P_2 の差が0である部分の濃度）および基準濃度よりも高濃度の画像部分からなる高濃度画像（基準濃度よりも低濃度の画像部分を基準濃度に置換して得られた全体画像） P_{su1} と、基準濃度および基準濃度よりも低濃度の画像部分からなる低濃度画像（基準濃度よりも高濃度の画像部分を基準濃度に置換して得られた全体画像） P_{su2} とに分け、これら高濃度画像 P_{su1} と低濃度画像 P_{su2} とについてそれぞれ上記モフォロジー演算処理を施し、得られた2つの画像を加算処理（重み付け割合を 0.5対0.5 とする）するのが好ましいため、以下、本実施形態においては、そのような処理として説明する。

【 0 0 4 5 】

検出手段13は、画像処理手段12において画像処理が施されることにより、アーティファクトLが抑制された処理済みサブトラクション画像 P_{su}' から病変部Kを異常陰影候補として検出する。具体的には、病変部Kの形状（略円形あるいは略矩形）を有するテンプレートを用いたテンプレートマッチング、特開平9-185714号に記載されたようにニューラルネットワークを用いる方法等により病変部Kを異常陰影候補として検出する。

【 0 0 4 6 】

次に本実施形態の異常陰影検出装置の作用について説明する。

【 0 0 4 7 】

予めCR装置50により、撮影時期を異にして、特定の患者の胸部放射線透過画像P1, P2, ..., Pnが撮影され、これらの画像P1, P2, ..., PnはQA-WS60により画質等のチェックがなされた後にネットワーク100を介してデータベース70に蓄積記憶されている。

【0048】

まず、指示入力端末機としての画像表示装置20から、時系列的に最も古い時期に撮影して得られた画像（第1の画像）P1と、その画像P1よりも新しい時期に撮影して得られた画像（第2の画像）P2とに基づいたサブトラクション画像P_{su}の表示要求がなされた場合を例にして説明する。

【0049】

画像表示装置20に入力されたこの要求は、画像表示装置20からネットワーク100を介してデータベース70に入力され、データベース70からはこの要求にしたがって、第1の画像P1および第2の画像P2がネットワーク100を介して画像間演算手段11に入力される。

【0050】

画像間演算手段11は、入力された画像P1, P2中に現れた構造物の位置を2つの画像P1, P2間で、まず大局的に位置合わせし、その後に分割して得られた多数の局所領域のそれぞれの位置が対応するように局所領域の位置合わせを行う。すなわち、図2(a)、(b)にそれぞれ示す2つの画像のうち時系列的に新しい方の画像（第2の画像）P2を基準として、第1の画像P1にアフィン変換を施して第2の画像P2に大局的に位置合わせする（図3参照）。続いて大局的に位置合わせされた両画像P1, P2のうち第2の画像P2に対して、第2の画像P2を多数の矩形小領域であるテンプレート領域T2に仮想的に分割する処理を施すとともに、第1の画像P1に対して、第2の画像P2の各テンプレート領域T2にそれぞれ対応する、これらの各テンプレート領域T2よりも大きい領域の探索領域R1を設定し、各探索領域R1において、第2画像の各テンプレート領域T2がそれぞれ略一致する対応テンプレート領域を求め（図4参照）、第2画像P2における各テンプレート領域T2と、第1画像P1における各対応テンプレート領域との対応位置関係に基づいて、第1画像P1の各対応テンプレ

一ト領域が第2画像P2の各テンプレート領域T2に略合致するように、大局的に位置合わせされた後の第1画像P1全体を一体的に非線形歪変換（図5参照）して両画像P1，P2をさらに位置合わせする。

【0051】

さらに画像間演算手段11は、基準となった第2の画像P2から上述した2段階の位置合わせの変換が施された第1の画像P1を、画素を対応させて減算処理し、これにより両画像P1，P2のサブトラクション画像P_{su}を得る。

【0052】

ここで、上述した位置合わせが完全なものである場合には、第1の画像P1（図6（a））と第2の画像P2（図6（b））との差分であるサブトラクション画像P_{su}は、図6（c）に示すように、第1の画像P1には存在せず第2の画像P2にのみに実際に存在する、両画像P1，P2間の実質的な差異である病変部Kのみとなる。しかし、実際には完全な位置合わせは困難であり、サブトラクション画像P_{su}には、病変部Kのみならず、肋骨やその他の構造物の輪郭の位置ずれに起因するアーティファクトLも残存したものとなり（図7参照）、読影性能が悪い。

【0053】

ここで本実施形態においては異常陰影検出装置10の画像処理手段12がこのようにアーティファクトLが残存したサブトラクション画像P_{su}に対して、アーティファクトLを病変部Kよりも相対的に抑制する処理を施す。詳細には、まずサブトラクション画像P_{su}（図8（a））を、サブトラクション画像P_{su}の基準濃度および基準濃度よりも高濃度の画像部分からなる高濃度画像（基準濃度よりも低濃度の画像部分を基準濃度に置換して得られた全体画像）P_{su1}と、基準濃度および基準濃度よりも低濃度の画像部分からなる低濃度画像（基準濃度よりも高濃度の画像部分を基準濃度に置換して得られた全体画像）P_{su2}とに分ける（図8（b））。続いて、高濃度画像P_{su1}に対して予め設定された大きさの構造要素（円形状）を用いてモフォロジー演算処理（オープニング処理）を施し（図8（c））、一方、低濃度画像P_{su2}に対しても予め設定された大きさの構造要素（円形状）を用いてモフォロジー演算処理（クロージング処理）を施す。ここ

でそれ用いられる構造要素の大きさは前述したように、病変部 K よりも小さく、かつ細長形状のアーティファクト L の幅よりも大きい構造要素として、予め臨床データの積み重ねによって設定されたものであり、サブトラクション画像 P_{su} の大きさを例えば縦 1780 画素 × 横 1780 画素としたとき、構造要素としては例えば半径 5 ～ 10 画素の円形状とするのが好適である。ただし、この構造要素の大きさや形状は、抽出対象の病変部の大きさ・形状や消去対象のアーティファクトの大きさ・形状に応じて適応的に可変とすることができる。

【 0 0 5 4 】

モフォロジー演算処理のうちオープニング処理は、構造要素よりも小さい部分のうち高濃度側を消去する作用をなすため、構造要素よりも大きい病変部 K 以外のアーティファクト L 1（アーティファクト L のうち高濃度側に現れたものをアーティファクト L 1 と称するものとする）はほぼ消去される。同様に、モフォロジー演算処理のうちクロージング処理は、構造要素よりも小さい部分のうち低濃度側を消去する作用をなすため、構造要素よりも大きい病変部 K 以外のアーティファクト L 2（アーティファクト L のうち低濃度側に現れたものをアーティファクト L 2 と称するものとする）はほぼ消去される（図 8（c））。

【 0 0 5 5 】

このようにして得られた 2 つのサブトラクション画像 P_{su1} および P_{su2} を再度画素を対応させて、両者の重み付け割合を 0.5 対 0.5 とした加算処理を施し、画像処理済みのサブトラクション画像 $P_{su'}$ を再度合成する（図 8（d））。

【 0 0 5 6 】

このようにして再度合成して得られた処理済みサブトラクション画像 $P_{su'}$ は、2 つの画像 P_1 、 P_2 中の構造物の対応位置のずれに起因するアーティファクト L が、両画像 P_1 、 P_2 の実質的な差異である病変部 K に対して相対的に抑制（消去）された画像であるため、病変部 K についての観察読影性能がアーティファクト L の存在によって妨げられることが、従来よりも低減されている。

【 0 0 5 7 】

この処理済みサブトラクション画像 $P_{su'}$ は、アーティファクト L が抑制されているため、病変部 K の読影性を妨げることがなく、従来よりも病変部 K の読影

性能が向上したものとされる。本実施形態においては、検出手段13において、さらにこの処理済みサブトラクション画像 $P_{su'}$ から病変部Kを異常陰影候補として抽出する。以下、検出手段13において行われる処理について説明する。

【0058】

まず、処理済みサブトラクション画像 $P_{su'}$ を複数の小領域に分割する。この際、図9に示すように各小領域A0の一部分が互いに重なるように処理済みサブトラクション画像 $P_{su'}$ が分割される。このように小領域A0の一部分が重なるようにしたのは、各小領域A0の境界部分に病変部Kすなわち異常陰影候補が存在した場合に、その異常陰影候補が検出されなくなることを防止するためである。なお、図9においては各小領域A0の重なり状態を明確にするために、実線の小領域と破線の小領域とを交互に図示している。本実施形態においては、小領域A0は 32×32 画素のサイズを有するものとする。ここで、初期の肺癌においてはその病変部Kの大きさは3～10mm程度である。本実施形態においては小領域A0のサイズが 32×32 画素であることから、3mm程度の最も小さな病変部Kを検出するために、小領域A0の重なりを3mm程度（1画素サイズが0.2mmの場合は、15画素程度）とする。

【0059】

次に、各小領域A0内において、画素値がしきい値 $Th1$ 以上となる画素数 c_n をカウントするとともに、小領域A0内の画素値の分散値 σ を算出する。そして、画素数 c_n の小領域A0に対する割合（%）が所定のしきい値 $Th2$ 以上となり、かつ分散値 σ が所定のしきい値 $Th3$ 以上となった場合に、その小領域A0を異常陰影候補が存在する蓋然性の高い小領域A1として選択する。

【0060】

ここで、画素値がしきい値 $Th1$ 以上である場合、その画素は、異常陰影候補を表すものと見なすことができ、さらにその画素数 c_n が小領域A0内の全画素数に対してある割合以上となっている場合は、その画素が異常陰影候補を表す蓋然性が高いものとなる。また、小領域A0が一定画素値のいわゆるベタ画像であって、異常陰影候補を含まないような場合、その小領域A0にはノイズのみ含まれることから画素値の分散値 σ は比較的小さい値となる。このため、分散値 σ が

しきい値 Th_3 未満となる小領域 A_0 は、ノイズのみからなるベタ画像である蓋然性が高い。したがって、画素数 c_n がしきい値 Th_2 以上かつ分散値 σ がしきい値 Th_3 以上となる小領域 A_0 を、異常陰影候補が存在する蓋然性の高い小領域 A_1 として選択するようにしたものである。

【 0 0 6 1 】

ここで、本実施形態においては、処理済みサブトラクション画像 $P_{su'}$ はアーティファクトが抑制されているため、異常陰影候補が存在する蓋然性の高い小領域 A_1 の検出精度を向上させることができる。

【 0 0 6 2 】

このようにして、小領域 A_1 が選択されると、選択された小領域 A_1 内に略円形の領域が存在するか否かが判断される。この判断は以下のようにして行う。まず、小領域 A_1 内において、画素値がしきい値 Th_1 以上となる画素のみを用いて小領域 A_1 の重心 c を求める。なお、小領域 A_1 内における画素値がしきい値 Th_1 以上となる画素のみからなる画像 G_1 を図 1 0 に示す。このような画像においては、図 1 1 に示すように重心 c が求められる。

【 0 0 6 3 】

次に、重心 c を中心として、小領域 A_1 内の画像 G_1 を極座標画像に変換する。すなわち図 1 0 に示す小領域 A_1 の画像 G_1 を、図 1 2 に示すように重心 c からの距離 r と、重心 c を通る下向きベクトルとのなす角度 θ とで表した極座標画像 P_0 に変換する。

【 0 0 6 4 】

そして、極座標画像 P_0 から水平方向すなわち θ 方向に延在するエッジ部分を検出してエッジ画像 E_0 を作成する。このエッジ画像 E_0 の作成は、極座標画像 P_0 を水平方向のエッジ部分を検出するエッジ検出マスク M (図 1 3 参照) によってコンボリューションすることにより作成される。エッジ画像 E_0 を図 1 4 に示す。図 1 4 に示すように、エッジ画像 E_0 は、極座標画像 P_0 におけるエッジ部分 E_1 の画素の画素値が画素値が 0 (最大輝度) を有し、その他の部分の画素値は最大値 (最小輝度) となっている。

【 0 0 6 5 】

ここで、エッジ検出マスクMは、極座標における水平方向の直線に反応しやすいように、マスクの正（+符号）の部分が水平方向に適合するように、細長楕円形状をなしており、さらに、負の部分が正の部分の上側に分布するように選択されている。このマスクに十分な方位選択性を持たせるにはこのような負の部分が不可欠である。そしてこのエッジ検出マスクを用いて、極座標画像P0をコンボリューションしてエッジ画像E0を作成するものである。

【0066】

このようにしてエッジ画像E0が作成されると、このエッジ画像E0におけるエッジ部分E1の垂直方向すなわちr方向におけるヒストグラムH0を作成する。このヒストグラムH0は、図15に示すように重心cからの距離rに応じたエッジの分布を表すものとなる。このため、エッジが真円に近いほど重心cから一定の距離にエッジが分布することとなるため、ヒストグラムH0の最大頻度はその一定距離において大きくなる。したがって、ヒストグラムH0の最大頻度がしきい値Th4以上となる場合に、選択された小領域A1に略円形の領域が存在すると判断する。

【0067】

次いで、略円形の領域が検出される。この検出は、ヒストグラムH0の最大頻度を半径r0とする円形の点の集合からなる円領域を極座標変換して得られた基準テンプレートを初期位置とする弾性テンプレートT0によって、エッジ画像E0をテンプレートマッチングすることにより行われる。

【0068】

この弾性テンプレートT0は、テンプレートマッチングの際に、その構成画素の全てが一体的に移動するものではなく、個々の画素が隣接する画素との間で、各画素の移動量に応じた拘束力で拘束されつつ独立してr方向に移動可能に設定された、仮想的なバネ拘束を受けるテンプレートであり、テンプレート全体があたかも弾性変形するように構成されている。なお、基準テンプレートはヒストグラムH0の最大頻度位置における水平方向に延在する直線となる。

【0069】

まず、図16に示すように、基準テンプレートをその初期位置（弾性変形のな

い状態)として、弾性テンプレートT0をエッジ画像E0上に配置し(図16(a))、この弾性テンプレートT0を構成する画素をそれぞれ独立して、r方向(極座標における上下方向)に移動させる。このとき、このとき弾性テンプレートT'の各画素の移動量は以下のようにして求められる。まず、各画素の周辺範囲(初期位置 $\pm r$)において、各画素値 $p(nri \pm r, n\theta i)$ と初期位置での画素値 $p(nri, n\theta i)$ との差分を求める。ここで、rが大きい位置における画素値からrが小さい位置における画素値を差し引く。そして、この差分の総和を下記の式(7)により求める。

【0070】

【数4】

$$\begin{aligned} \text{画素値差総和} = & \sum_r^{N1} \psi \left[\frac{\{g(nri+r, n\theta i) - g(nri, n\theta i)\}}{r} \right] \\ & + \sum_r^{N2} \psi \left[\frac{\{g(nri, n\theta i) - g(nri-r, n\theta i)\}}{r} \right] \quad (7) \end{aligned}$$

ただし、N1は周辺領域のうち初期値より大きいrの範囲

N2は周辺領域のうち初期値より小さいrの範囲

$$\psi(x) = \begin{cases} x & (x \geq 0) \\ 0 & (x < 0) \end{cases}$$

をそれぞれ示す

この画素値差分総和は、初期位置よりもrが大きい方向に明るい(高画素値(低濃度))画素があれば正の値を採り、初期位置よりもrが小さい方向に明るい(高画素値(低濃度))画素があれば負の値を採ることを示している。また、差分をrで除することにより、初期値に近い画素の差分に重み付けを行うようにしている。すなわちエッジ部分E1は周辺よりも明るいいため、エッジ部分E1が初期位置よりもrが大きい方向にあれば画素値総和は正の値を採り、初期位置よりもrが小さい方向にあれば画素値総和は負の値を採ることになり、この正または負の符号が、初期位置から移動させる向きの指針を与え、その絶対値により移動量の指針が与えられる。

【0071】

そこで、弾性テンプレートT0を構成する各画素の移動量（向きを含む） r を、所定の係数 b を用いて下記の式（8）に示すように定義する。

【0072】

【数5】

$$\begin{aligned} \text{移動量 } r = & \sum_r^{N1} \psi \left[\frac{\{g(nri+r, n\theta i) - g(nri, n\theta i)\}}{r} \right] \cdot b \\ & + \sum_r^{N2} \psi \left[\frac{\{g(nri, n\theta i) - g(nri-r, n\theta i)\}}{r} \right] \cdot b \quad (8) \end{aligned}$$

このようにして得られた各画素 n の移動量 r_n は、図16（b）に示すように、各画素を独立して移動させる移動量であるが、上述したように、この弾性テンプレートT0は、構成する各画素が周囲の弾性テンプレートT0の画素と拘束されているため、上述した移動量 r_n でそのまま移動するのではなく、隣接する画素（例えば、両隣の画素（画素（ $n-1$ ）および画素（ $n+1$ ））や、さらにその隣の画素まで含めた画素（画素（ $n-2$ ）、画素（ $n-1$ ）、画素（ $n+1$ ）および画素（ $n+2$ ）等）の各移動量 r_k （ $k=n, n\pm 1, \dots$ ）に応じて、下記式（9）により決定される。

【0073】

【数6】

$$r_n = \sum (a_k \cdot r_k) \quad (9)$$

ここで、バネ定数 a_k は、注目画素 n 自身については大きく、周辺領域の画素 $n\pm 1, \dots$ については小さく設定するのが好ましい。つまり、式（9）において

【数7】

$$a_n > a_{n\pm 1} > a_{n\pm 2} > \dots > a_{n\pm m}$$

であるから、注目画素 n の移動量 r_n は、自身の移動量 r_n と隣接画素の移動量

r k との差に応じた移動量ということになり、仮想的な弾性力で拘束されていることとなる。

【 0 0 7 4 】

以上のようにして、弾性テンプレート T 0 の各画素を少しずつ移動させる動作を繰り返すことにより、エッジ部分 E 1 を正確に検出することができる。なお、繰り返しの終了は、移動量の総和値が所定のしきい値以下となるか、または所定の繰り返し回数に到達したかにより判定する。

【 0 0 7 5 】

以上の処理により、弾性テンプレート T 0 を構成する画素により、略円形の領域が精度よく検出されるが、最終的に、弾性テンプレート T 0 を構成する各画素を実画像上に戻し、隣接する画素間を補間処理（線形補間またはスプライン補間等）して、図 1 7 に示すように閉曲線で接続することにより、略円形の領域を異常陰影候補として抽出することができる。

【 0 0 7 6 】

画像表示装置 2 0 においては、図 1 8 （ a ） に示すように、抽出された異常陰影候補（病変部 K ）が閉領域により囲まれて強調表示される。なお、閉領域で囲むのみならず、図 1 8 （ b ） に示すように異常陰影候補を矢印 Y で指し示すようにしてもよい。

【 0 0 7 7 】

このように画像表示装置 2 0 に表示される画像は、アーティファクト L が抑制されており、かつ病変部 K が強調表示されているため、病変部 K の存在をより確実に視認することができることとなる。

【 0 0 7 8 】

以上詳細に説明したように本実施形態の異常陰影検出装置によれば、画像間演算画像に対して、2 つの画像間の実質的な差異がアーティファクトよりも相対的に強調される画像処理を施すことによって、観察読影に悪影響を及ぼすおそれのあるアーティファクトを、関心画像部分である画像間の実質的な差異よりも相対的に低減させることができる。したがって、アーティファクトに影響されることなく、精度よく異常陰影候補を検出することができる。

【 0 0 7 9 】

なお、上記実施形態においては、高濃度側のサブトラクション画像 P_{su1} に対してモフォロジー演算処理のオープニング処理を適用したが、この処理に代えて、最大値フィルター処理を適用してもよく、オープニング処理を適用した場合と同様の効果を得ることができる。同様に、低濃度側のサブトラクション画像 P_{su2} に対してモフォロジー演算処理のクロージング処理を適用したが、この処理に代えて、最小値フィルター処理を適用してもよく、クロージング処理を適用した場合と同様の効果を得ることができる。

【 0 0 8 0 】

また、位置ずれに起因するアーティファクトは濃淡画像において、狭い範囲で濃度が急激に変化するため、このような急峻なエッジとなるアーティファクトを、ラプラシアンフィルタにより探索し、その探索によって得られたアーチファクトを平滑化処理することにより、病変部等の実質的な差異よりも相対的に抑制してもよい。同様に、アーチファクトは病変部等の実質的な差異よりも高周波成分を多く含むため、検出された高周波成分を非鮮鋭化してもよい。高周波成分の非鮮鋭化は、フーリエ変換して高周波成分を除去したうえで逆フーリエ変換するものであってもよいし、非鮮鋭マスク処理によって平滑化するものであってもよい。なお、上述した実施形態の異常陰影検出装置に適用される対象である胸部放射線画像のように、主として横方向に延びる肋骨に起因するアーティファクトについては縦方向についてのみ非鮮鋭化しても十分に本発明の効果を得ることができる。

【 0 0 8 1 】

また、アーティファクトを抑制処理するのに代えて、病変部等の実質的な差異の方を強調処理するようにしてもよい。例えば腫瘍陰影等の低周波成分からなる病変部を強調処理してもよい。もちろんアーティファクトを抑制処理するとともに、病変部等の実質的な差異を強調処理するようにしてもよい。

【 0 0 8 2 】

なお上記実施形態において、画像間演算手段 11 による局所的な位置合わせのための非線形歪変換（ワーピング）によって、第 1 の画像 P_1 は図 5 に示すよう

に元の画像の形状（矩形）を保持しないこととなる。したがって、ワーピング後の第1画像P1は、正確には図6（a）に示すような矩形の輪郭を有するものではなく、非線形の曲線輪郭を有することになる。一方、第2の画像P2は何ら変換処理を行っていないため、直線の輪郭を有する。したがって両画像の画素を対応させて減算処理を行う際には、ワーピング後の第1画像P1には第2画像P2に対応する画素が存在しない場合があり、その画素部分については減算処理自体が不可能となる。

【0083】

そこで、変換処理された側の画像（上記実施形態においては第1の画像P1）に、変換処理を施していない、基準となる側の画像（上記実施形態においては第2の画像P2）の画素に対応する画素が存在しない場合には、当該存在しない画素を新たに設定するとともに、その画素値を、対応する画像（第2の画像）の画素と同一値を与えればよい。

【0084】

また、このように画素を新たに補充する方法の他に代えて、基準となる側の画像の画素を、変換処理された側の画像と同様に除去してもよい。対応画素が存在しないような部分については観察読影において関心のある領域であることは極めて少ないため、本来的に不必要な画像部分と考えられるからである。この考え方をさらに発展させて、ワーピング後の画像（第1画像）と基準となる画像（第2画像）とについてそれぞれ関心領域だけを抽出する領域抽出処理を施して、減算処理の対象となる画像部分を予め制限するようにしてもよい。このように、減算処理の対象となる画像部分を予め制限することにより、演算量を低減できるため好ましい。上記実施形態においては、胸部放射線画像を対象としているため、ワーピング後の画像（第1画像）と基準となる画像（第2画像）とについてそれぞれ関心領域として胸郭認識処理を行って胸郭外の部分の画素を全て一定値とする処理を行うのが好ましい。なお胸郭認識処理としては、特開平8-335271号に開示された技術等を適用することができる。

【0085】

また、上記実施形態においては、検出手段13において、処理済みサブトラク

ション画像 $P_{su'}$ 32×32 画素の小領域に分割しているが、異常陰影候補は種々のサイズを有するものである。このため、処理済みサブトラクション画像 $P_{su'}$ を種々のサイズの小領域に分割し、分割されたサイズ毎に上記円形領域の検出を行うことにより、種々のサイズの異常陰影候補を検出することができる。

【0086】

さらに、上記実施形態においては、略円形の病変部 K を異常陰影候補として検出しているが、画像処理手段 12 において、処理済みサブトラクション画像 $P_{su'}$ を得る際に、円形の構造要素に代えて矩形の構造要素を用いることにより略矩形の形状を有する病変部 K をアーティファクトと比較して相対的に強調することができる。この場合、検出手段 13 においては、略矩形のテンプレートを用いたテンプレートマッチングを処理済みサブトラクション画像 $P_{su'}$ に対して施すことにより、略矩形の異常陰影候補を検出することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の異常陰影検出装置の一実施形態を含むネットワークの一態様を示す図

【図 2】

画像間演算装置により経時サブトラクション処理される 2 つの原画像を表す図

【図 3】

グローバルマッチングを説明する図

【図 4】

ローカルマッチングを説明する図

【図 5】

非線形歪変換処理を説明する図

【図 6】

完全に位置合わせがなされた場合の第 1 画像、第 2 画像およびサブトラクション画像を示す図

【図 7】

実際のサブトラクション画像の例を示す図

【図 8】

本実施形態の画像処理による経過を説明する図

【図 9】

サブトラクション画像の小領域への分割を説明するための図

【図 10】

選択された小領域内の画像を示す図

【図 11】

選択された小領域の画像に重心を設定した状態を示す図

【図 12】

選択された小領域の極座標画像を示す図

【図 13】

エッジ検出マスクを示す図

【図 14】

エッジ画像を示す図

【図 15】

エッジ画像におけるエッジ部分のヒストグラムを示す図

【図 16】

テンプレートマッチングを説明するための図

【図 17】

略円形の領域の検出状態を示す図

【図 18】

異常陰影候補が検出されたサブトラクション画像の表示状態を示す図

【図 19】

モフォロジー演算処理を説明する図

【符号の説明】

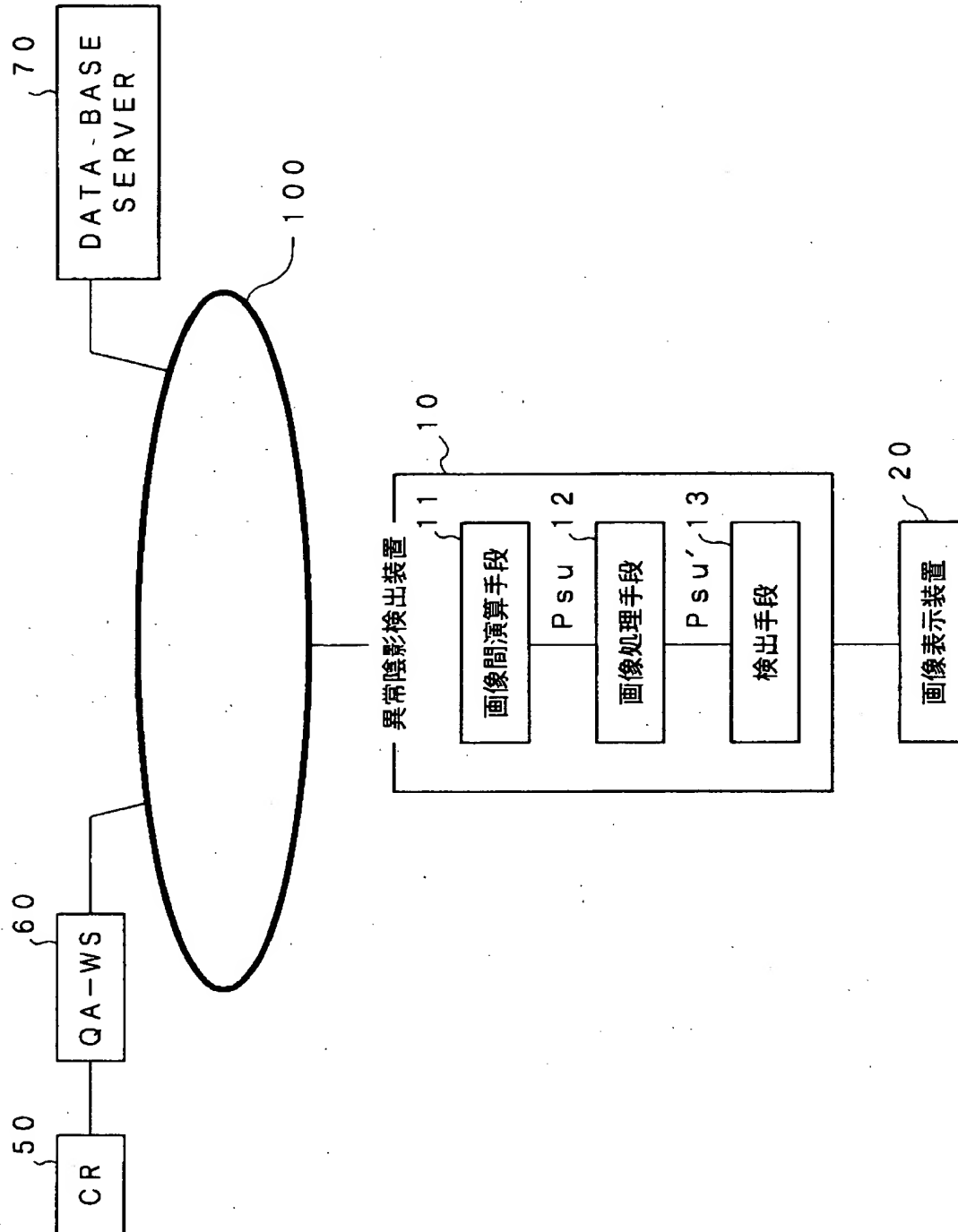
- 10 異常陰影検出装置
- 11 画像間演算手段
- 12 画像処理手段
- 13 検出手段
- 20 画像表示装置

- 50 C R 装 置
- 60 Q A - W S
- 70 データベースサーバ
- 100 ネットワーク

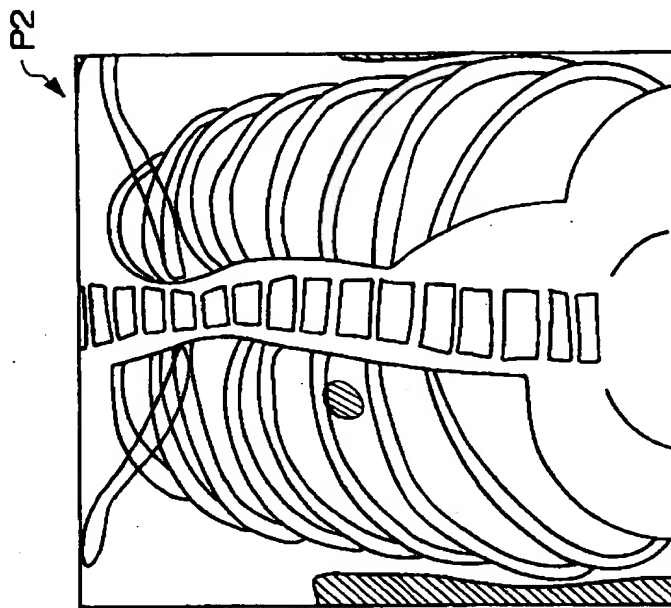
【書類名】

図面

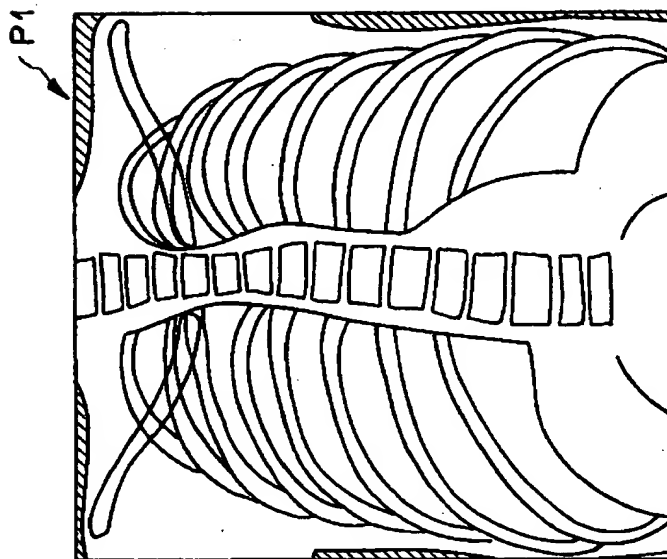
【図 1】



【図 2】

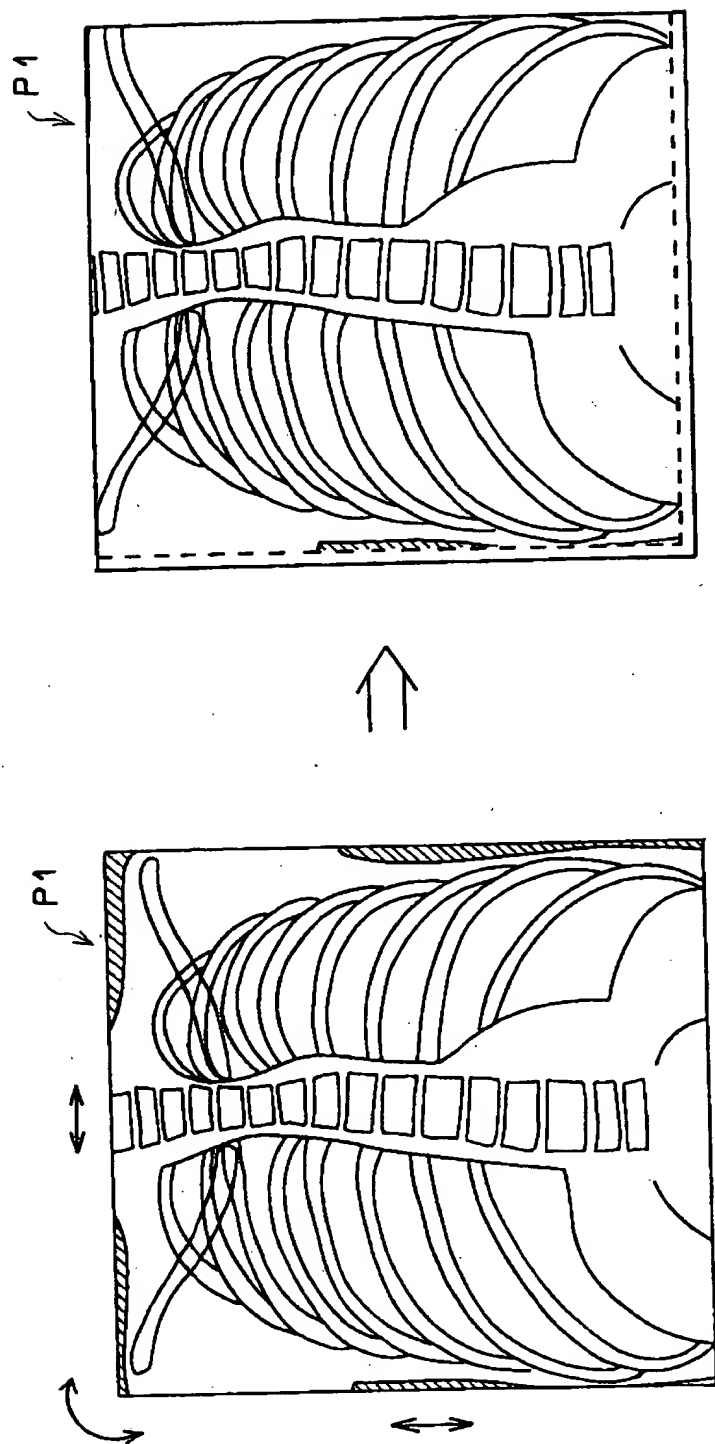


(b)

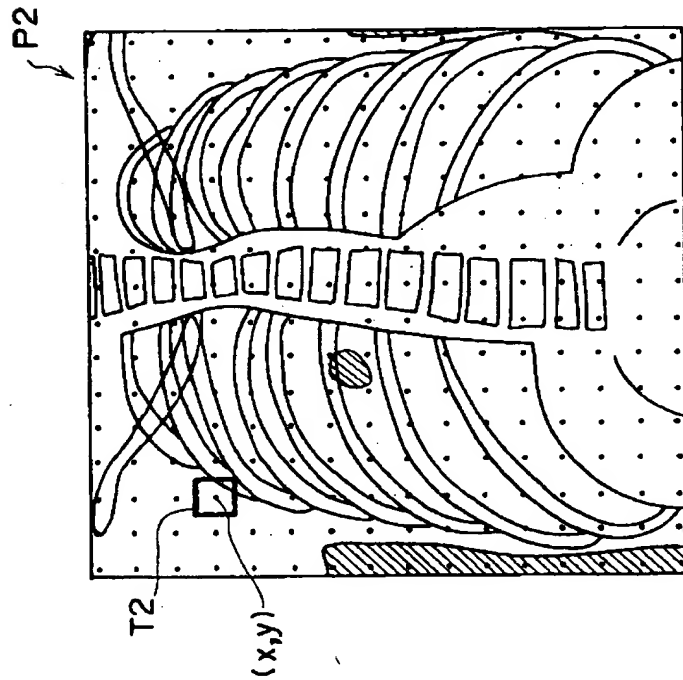
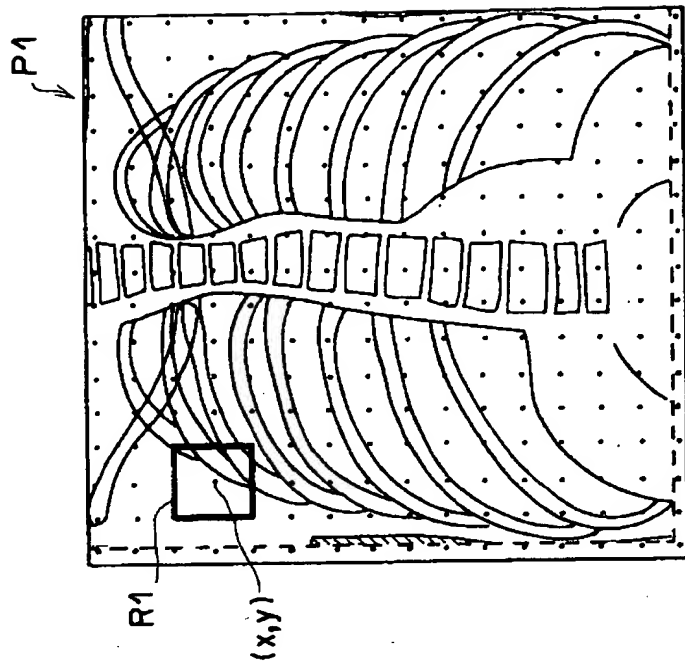


(a)

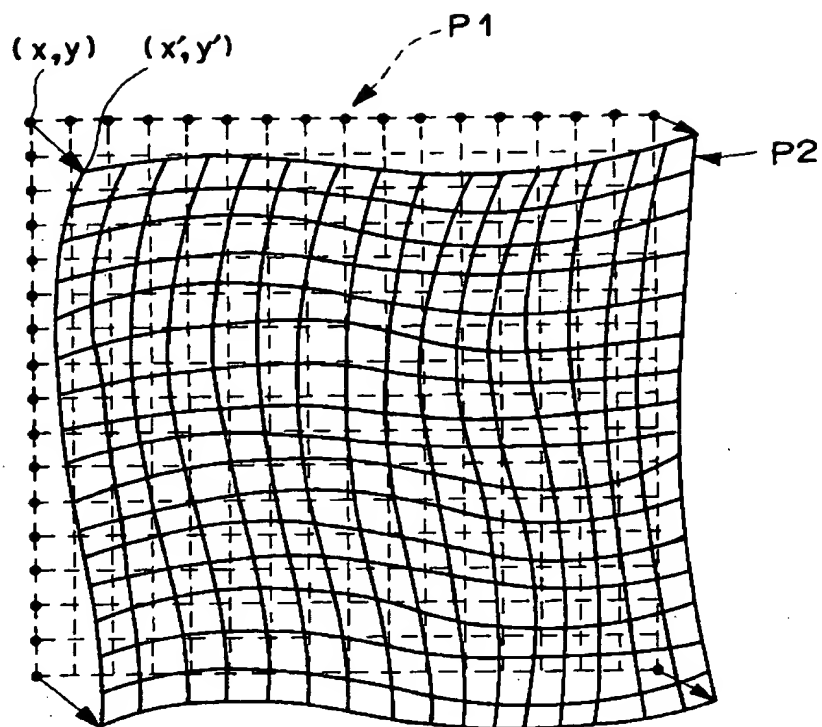
【図3】



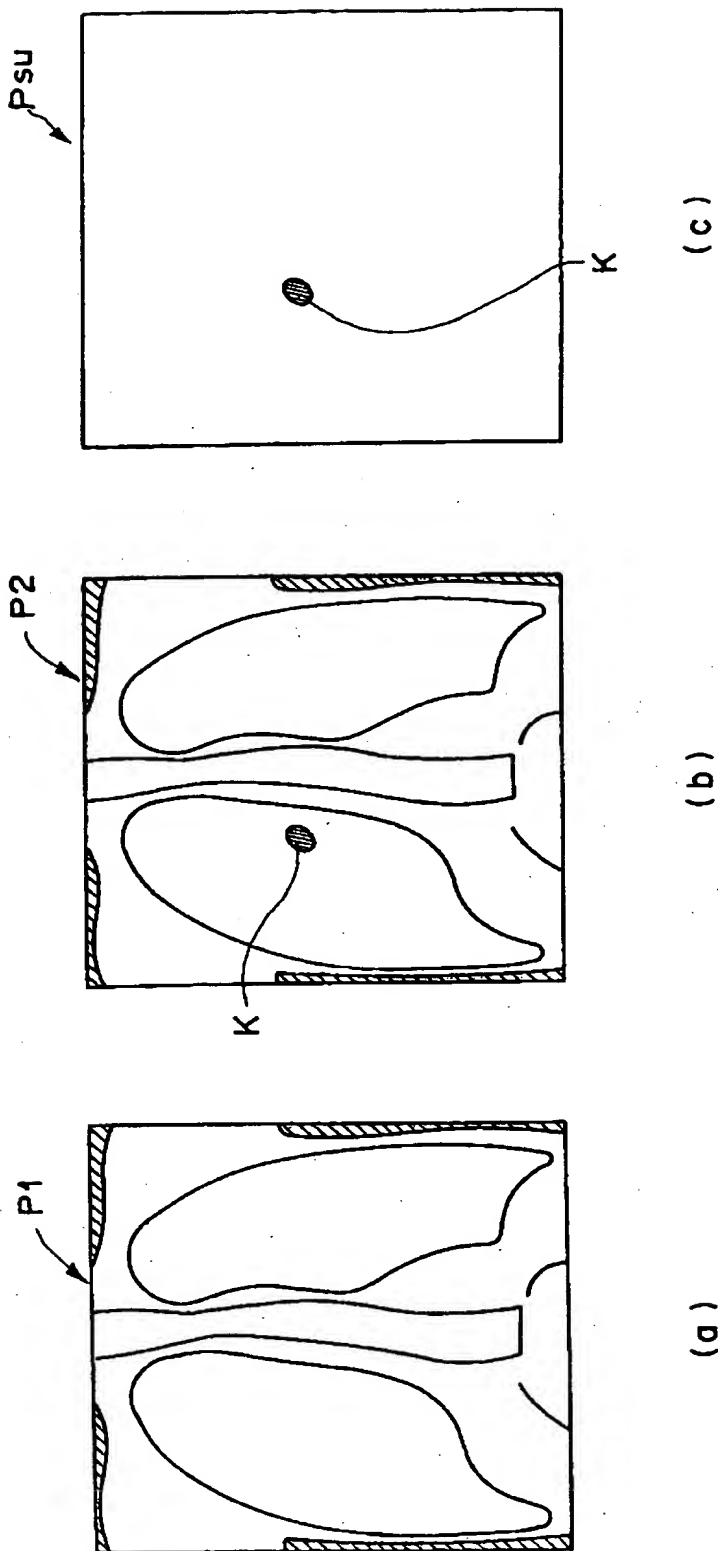
【図 4】



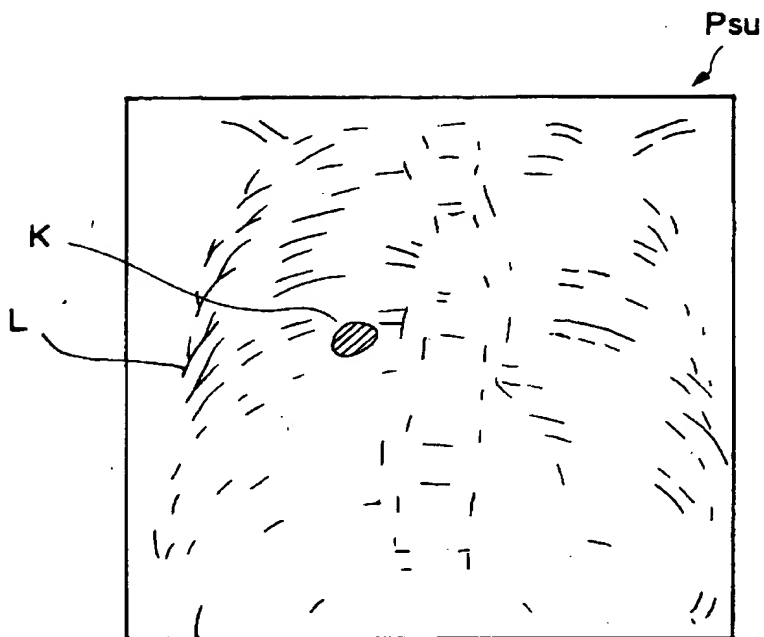
【図 5】



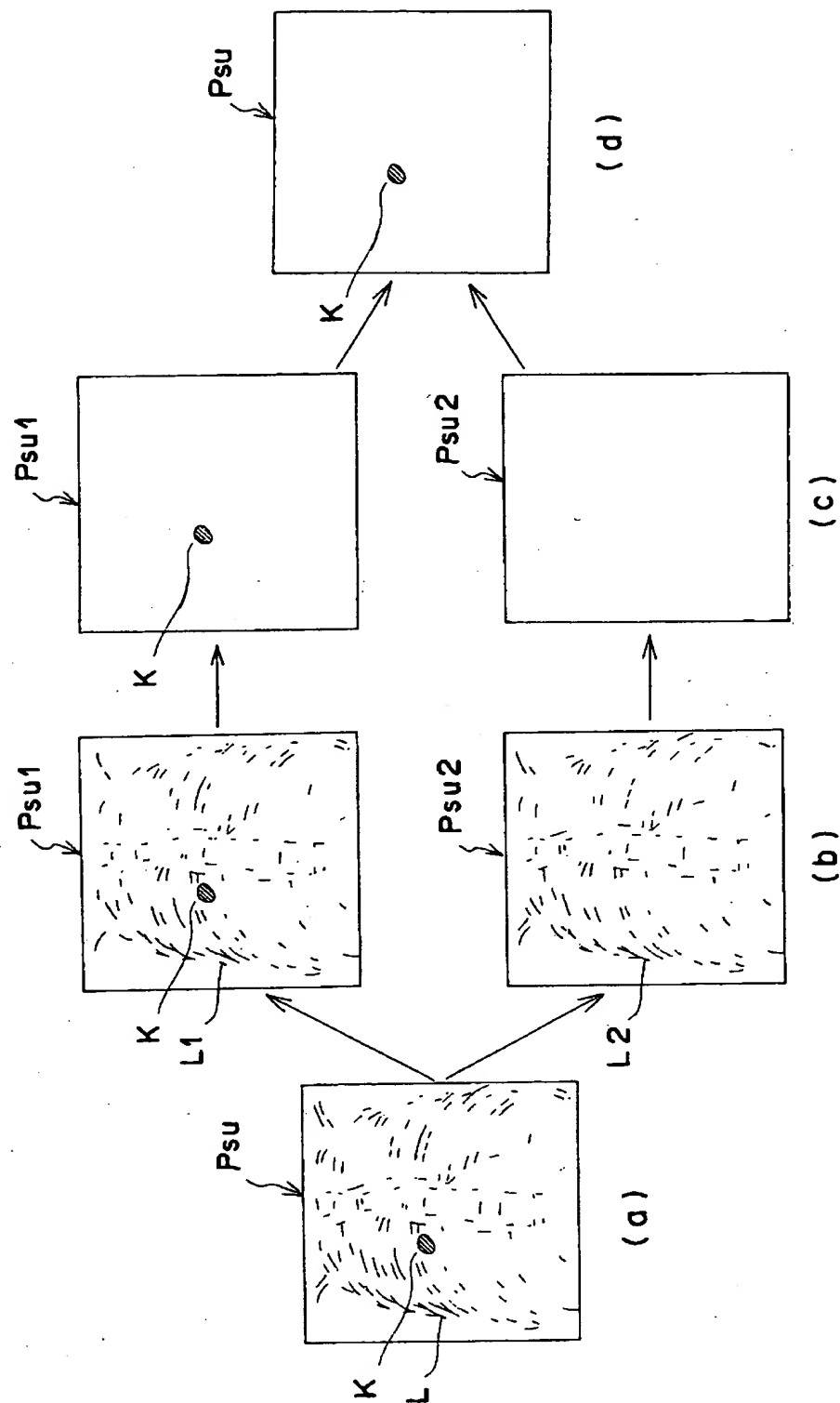
【図 6】



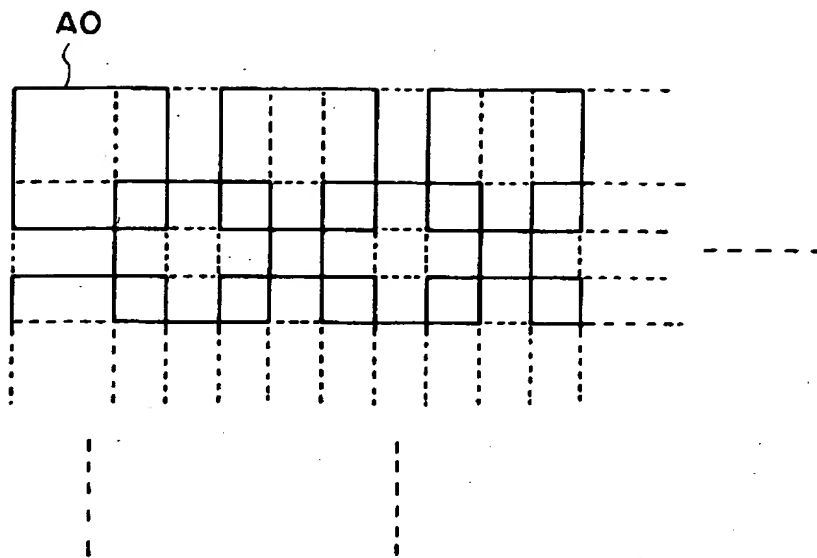
【図7】



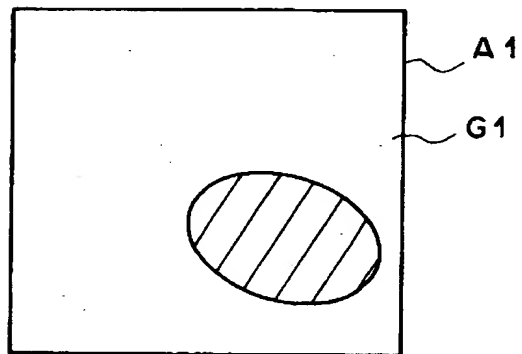
【図 8】



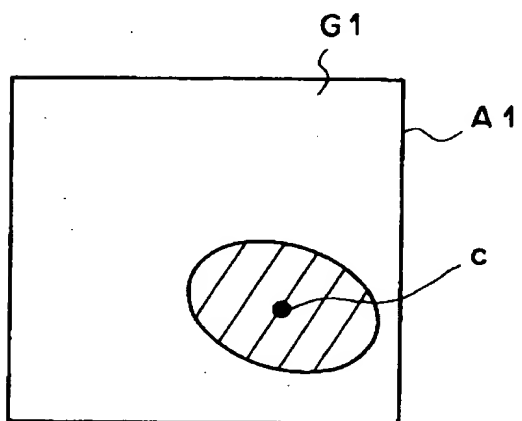
【図9】



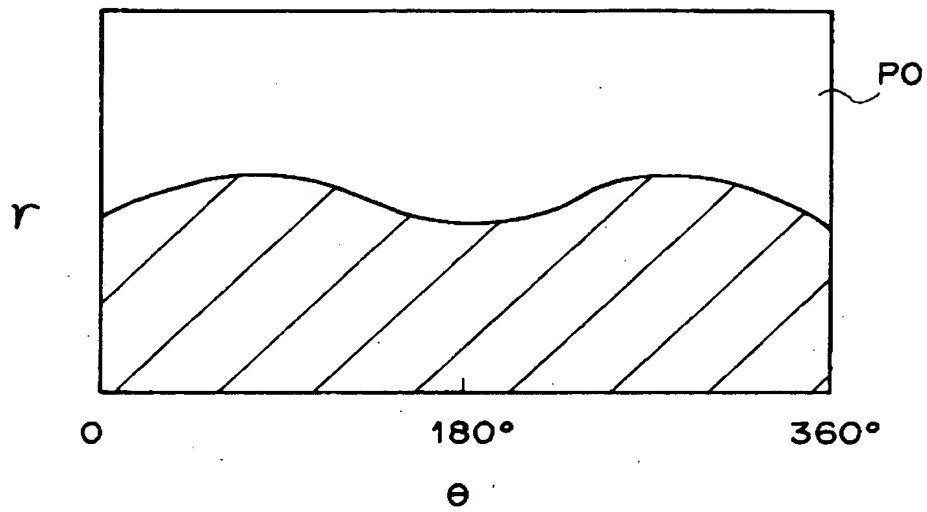
【図10】



【図11】



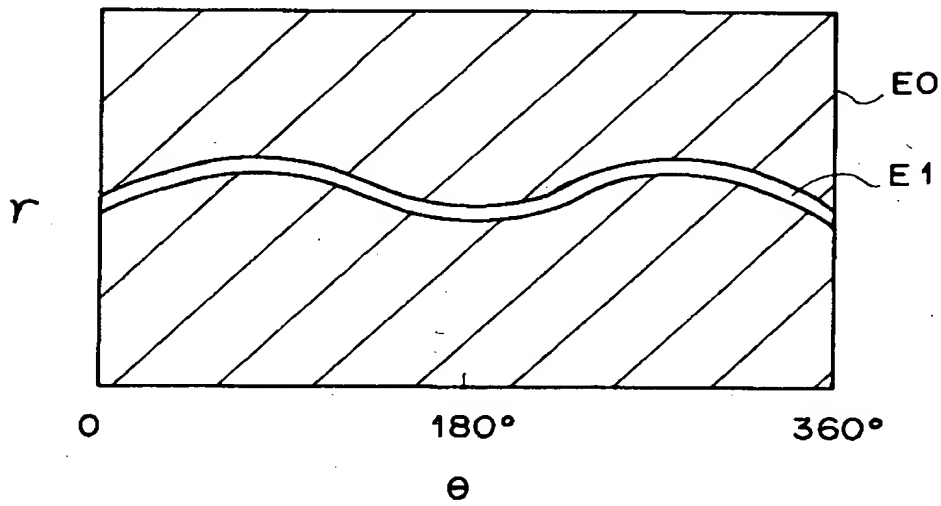
【図 12】



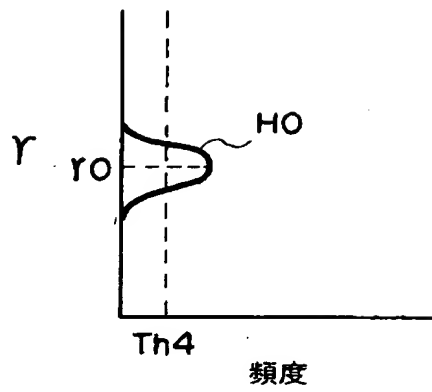
【図 13】



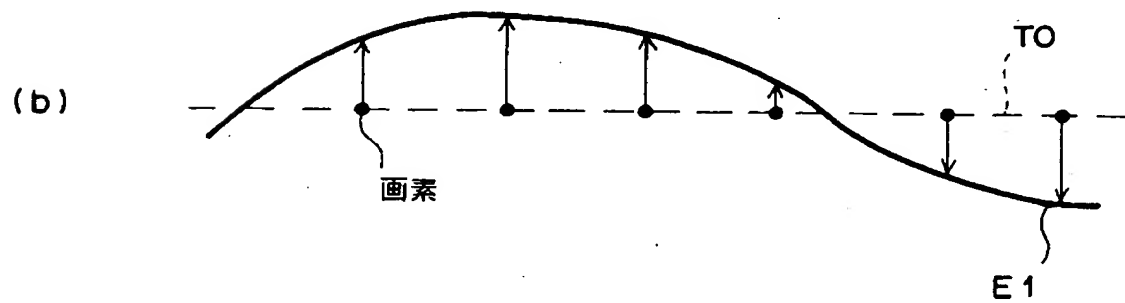
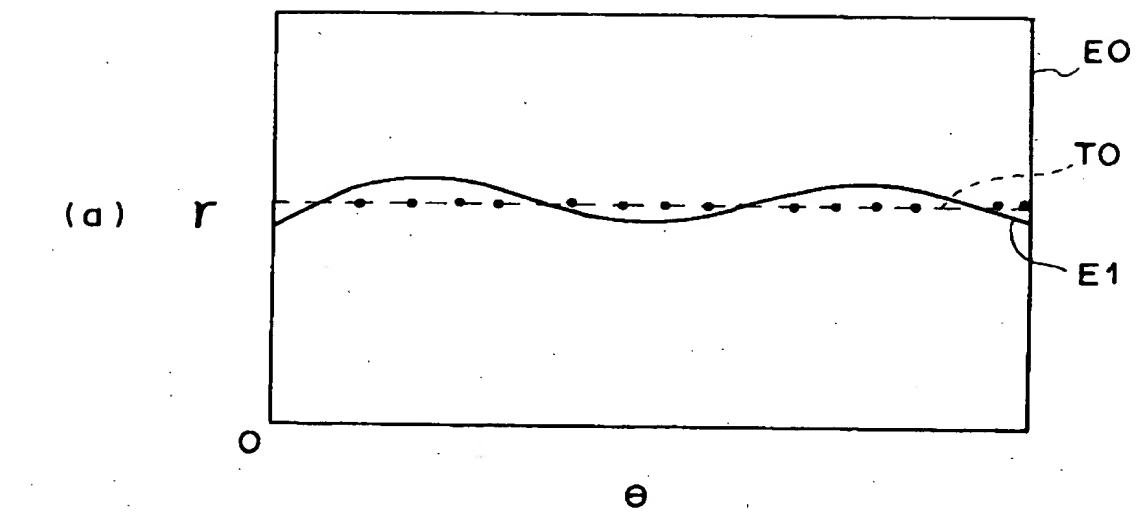
【図 14】



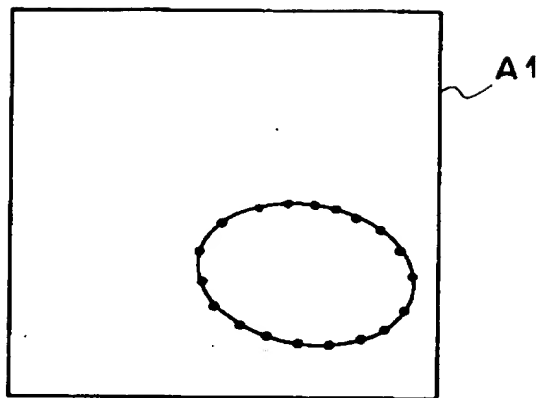
【図15】



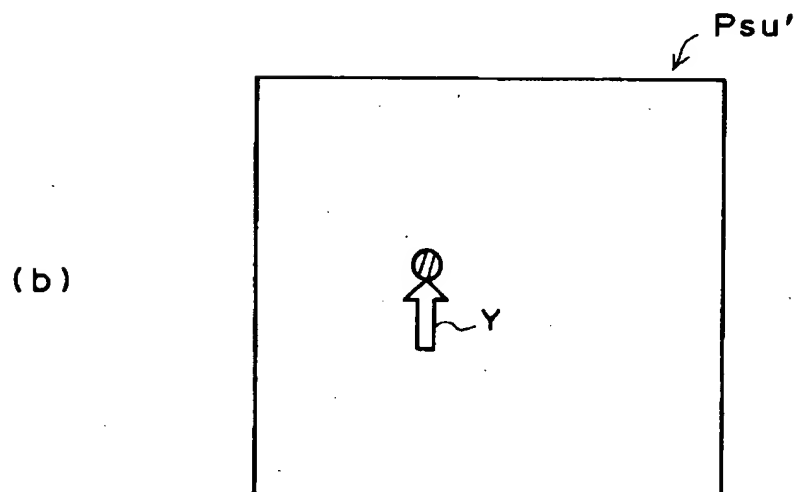
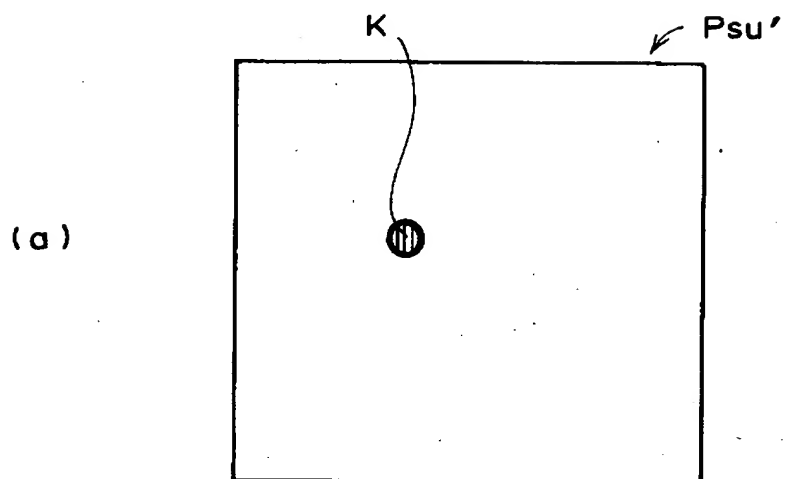
【図16】



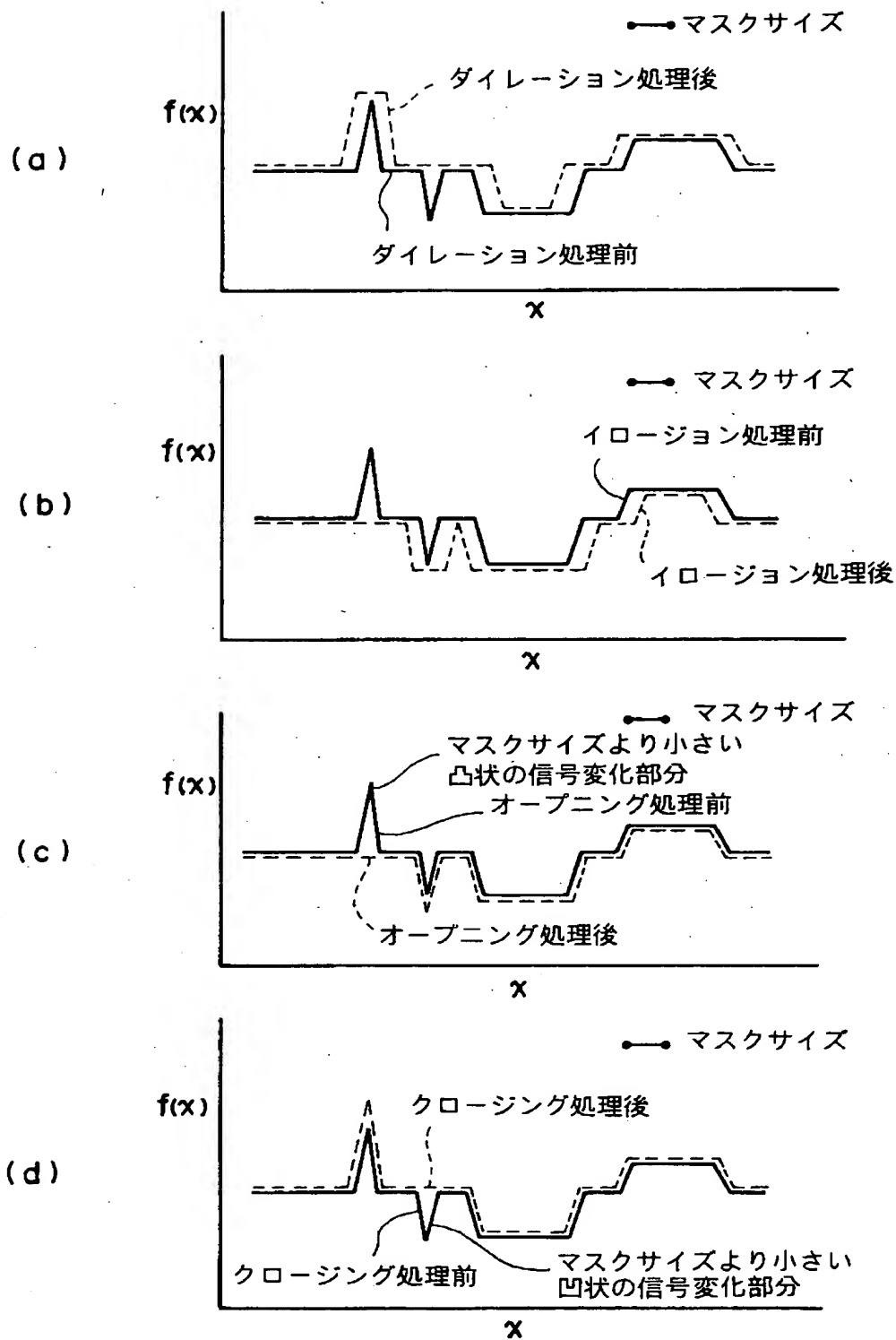
【図 17】



【図 18】



【図19】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 比較読影の対象となる同一被写体についての2以上の画像に基づく画像間演算画像におけるアーティファクトを低減し、異常陰影候補の検出を精度よく行う。

【解決手段】 画像間演算手段11において作成された経時サブトラクション画像 P_{su} に対して、画像処理手段12において、経時サブトラクション画像 P_{su} の基になった2つの画像の実質的な差異よりもアーティファクトを相対的に抑制するモフォロジー演算処理を施す。検出手段13において、アーティファクトが抑制された処理済みの経時サブトラクション画像 P_{su}' から異常陰影候補を検出する。

【選択図】 図1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願2000-352119
受付番号	50001490150
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成12年11月21日

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成12年11月20日
【特許出願人】	
【識別番号】	000005201
【住所又は居所】	神奈川県南足柄市中沼210番地
【氏名又は名称】	富士写真フイルム株式会社
【代理人】	申請人
【識別番号】	100073184
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜3-18-20 B ENEX S-1 7階 柳田国際特許事務所
【氏名又は名称】	柳田 征史
【選任した代理人】	
【識別番号】	100090468
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜3-18-20 B ENEX S-1 7階 柳田国際特許事務所
【氏名又は名称】	佐久間 剛

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000005201]

1. 変更年月日	1990年 8月14日
[変更理由]	新規登録
住 所	神奈川県南足柄市中沼210番地
氏 名	富士写真フイルム株式会社